

超高速・高機能レーザーナノ加工装置の開発と歯科用材料の加工

早崎 芳夫¹, 山本 裕紹², 市川 哲雄³

High-Throughput and High-Functionality Laser Processing System and Processing of Dental Materials

by

Yoshio HAYASAKI, Hirotsugu YAMAMOTO, Tetsuo ICHIKAWA

We proposed data recording on biological tissues and prostheses for personal identification. The data recording was performed by femtosecond laser processing with small thermal damage, a clear edge of recording point, and high data capacity. Because the biological tissues and the prostheses have unexpected movements and individual three-dimensional shapes, the laser processing system was required to perform the recording with an adaptability and a high-throughput. The adaptability was implemented with a target surface detection system composed of an image sensor with a high-frame rate, a guide laser, and a piezoelectric transducer stage. The high-throughput was realized by parallel laser processing based on a computer-generated hologram displayed on a spatial light modulator. We demonstrate the data recording on dental prostheses. We also demonstrate parallel processing of glass using the holographic femtosecond laser processing.

Key words: Femtosecond Laser, Optical Memory, Holography, Spatial Light Modulator

1. はじめに

我々は、ユニバーサルでセキュアな本人認証を実行可能な、生体や生体に取り付ける人工的補助物での情報の記憶・表示をコンセプトとする生体情報メディアを提唱した。その実現例として爪を記録媒体とする指先光メモリー⁽¹⁾⁽³⁾や義歯を情報媒体とするデンタルメモリー⁽⁴⁾⁽⁵⁾を報告した。その際、情報は、レーザー加工技術、特に、フェムト秒レーザー加工技術を用いて、2次元・3次元的に配列したマイクロメートルサイズのビットにより記録される。このような、生体のレーザー加工は、レーザー手術として広く用いられている。近年、フェムト秒レーザー照射における多

光子吸収を用いた高い3次元空間分解能を有するマイクロレーザー手術として研究されている。

本報告では、生体情報メディアを実現するためのレーザー加工技術に関して、加工対象の3次元位置検出し、その加工対象の位置に応じて、記録位置を調整可能なアダプティブフェムト秒レーザー加工⁽⁶⁾と、ホログラフィックフェムト秒レーザー加工⁽⁷⁾⁽¹³⁾について述べる。また、デンタルメモリー⁴に関する研究の進展について述べる。

2. 生体を加工する上での課題と解決法

生体を加工対象とする場合、2つの本質的な問題に直面する。1つは、加工対象である生体の有する、不定形な表面形状や不均一な内部構造である。このため、集光位置やエネルギーを一定にしても、同一の加工形状が得られない。もう一つは、加工対象の移動である。爪の場合、指を何らかの治具で固定することにより、大きな動きを抑制することは可能であるが、鼓動によるミクロンオーダーの表面の動きを抑制できない。

上記の問題のうち、不定形な表面への加工は、移動する物体の加工を実現できれば同時に解決される。そこで、ここでは、移動する対象を加工する方法について議論する。移動する対象を加工するための2つのアプローチがある。

1 宇都宮大学オブティクス教育研究センター
Center for optical research and education (CORE)
Utsunomiya University
2 徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部
Institute of Technology and Science
The University of Tokushima
3 徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部
Institute of Health Biosciences
The University of Tokushima

1つのアプローチとしては、対象の移動よりも十分に高速な加工，すなわち，瞬間的に高スループットな加工を実行することである．もう1つのアプローチは，対象の移動にあわせてレーザー照射位置を変更できる加工，すなわち，アダプティブな加工である．

高スループットな加工のためには，高速なスイッチングを伴う単一集光ビームの高速スキャンニング（ここでは，スキャンニング加工法と呼ぶ）と光学素子により生成された多数のビームにより同時並列に加工する方法（並列加工法）が考えられる．スキャンニング加工法は，異なる位置に到達するビームの品質が均質となる利点を有するが，レーザーの繰り返しに加工スループットが制限されることや，高繰り返しになったときに必要な高速の変調器や高速ビームスキャナ等周辺デバイスへの制御が難しくなるために，直接的な適用は得策ではない．一方，並列加工法には，干渉露光，レンズアレイ，ホログラム（回折光学素子）を使う方法がある．干渉露光やレンズアレイを使う方法は，周期構造を形成することを得意とする．ホログラムを使う並列加工法であるホログラフィックフェムト秒レーザー加工は，空間光変調素子に計算機ホログラムすることで，任意で可変な並列加工を実現できるため，情報記録を行う方法として，高いマッチングを有する．

アダプティブな加工は，生体の動きに対応するために，加工対象の動きを検知して，それに追従して，ビームの集光する空間的な位置を制御することを行う．これにより，生体の動きや表面形状に対応できるだけでなく，所望の深さへの加工や多層の加工などを実行できる．

3. アダプティブフェムト秒レーザー加工 3.1 加工システムの構成

Fig. 1 にアダプティブフェムト秒レーザー加工システムの光学系を示す．本システムはフェムト秒レーザーシステム，表面位置検出システム，面内方向移動検出システム，焦点位置補正システムで構成される．フェムト秒レーザーシステムは，再生増幅型チタンサファイアレーザーであり，中心波長 800nm，パルス幅 150fs のパルスを発振する．フェムト秒レーザーパルスは，ダイクロイックミラー 1 (DM1) を透過し，ダイクロイックミラー (DM2) によって反射され，対物レンズを通してサンプルに集光される．表面位置検出システムは，He-Ne レーザー，2 枚のシリンドリカルレンズ(CL1, CL2)と球面レンズ(L1)，CMOS イメージセンサーで構成される．He-Ne レーザービームは 2 枚のシリンドリカルレンズによって非点隔差を与えられ，対物レンズによってサンプル表面に照射される．CMOS イメージセンサーによってサンプル表面でのビームスポット形状が撮影され，計算機に取り込まれ，

フォーカスパラメータ F_s が計算され，表面位置が検出される．ビームスポットの形状は CL1, CL2, L1 の位置関係によって調整される．面内方向移動検出システムは，メタルハライド光源による反射照明と CMOS イメージセンサーで構成されている．メタルハライドランプで照明されたサンプル表面の反射像が CMOS イメージセンサーによりコンピュータに取り込まれ，パターンマッチングにより横方向の移動が検出される．

焦点位置補正システムは，対物レンズに取り付けられた 3 軸 PZT アクチュエータとサンプルが固定されている 3 軸自動ステージで構成される．表面位置検出システムと横方向移動検出システムにより検出されたサンプルの 3 次元の移動を補正する方向に PZT アクチュエータが移動され，サンプルの動きが補正される．PZT アクチュエータの可動範囲は X-Y 方向と Z 方向でそれぞれ 50 μm と 100 μm であるため，より広い範囲の動きに対応する場合は自動ステージでサンプルの移動を行う．対物レンズは，倍率 40 倍，NA = 0.55 を有する．

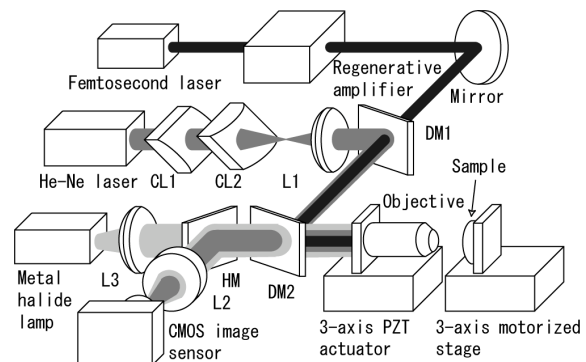


Fig. 1 Experimental setup. Cylindrical lens : CL1 ($f=200\text{ mm}$), CL2 ($f=200\text{ mm}$), Lens : L1 ($f=200\text{ mm}$), L2 ($f=300\text{ mm}$), L3 ($f=50\text{ mm}$), Dichroic mirror: DM1, DM2, Half Mirror: HM.

3.2 光軸方向の移動検出方法

光軸方向の表面位置検出方法には，光ディスクのフォーカシングに利用されている 4 分割フォトダイオードを用いた位置検出法を用いる．まず，He-Ne レーザーから発せられたビームを，直交に配置された 2 枚のシリンドリカルレンズを用いて非点隔差を有するビームに変換する．次にシリンドリカルレンズを光軸周りに 45 度回転させることで，Fig. 2 に示すような傾いた楕円のビームを検出器面上に形成する．楕円ビームの形状は，反射面の光軸方向の位置に応じて，Fig. 2 のように変化する．フォーカス検出器は，CMOS イメージセンサー内に 4 つの領域を設定し，それぞれの領域でのビーム強度を総和するこ

とで、4 分割フォトディテクタの代替とする．これにより、加工対象の横方向の移動検出とセンサーを共用できる．フォーカスシグナル F_s は、CMOS イメージセンサー上に形成された 4 つの領域の画素値の総和をそれぞれ I_1, I_2, I_3, I_4 とする時、

$$F_s = \frac{(I_1 + I_4) - (I_2 + I_3)}{I_1 + I_2 + I_3 + I_4} \quad (1)$$

と定義され、対物レンズの焦点がサンプル表面よりも上方に位置する場合に負の値、サンプル内部に位置する場合に正の値を取る． F_s とサンプル位置の関係をあらかじめ取得しておき、位置検出を行う時は、 F_s からサンプル表面位置を算出する．

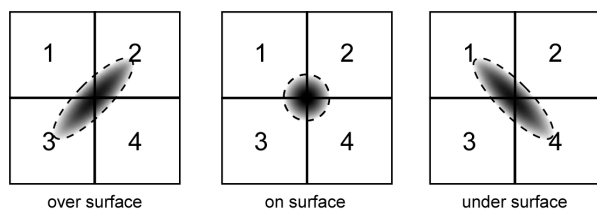


Fig. 2 Beam structures depending on a focus and an arrangement of detectors.

3.3 面内方向の移動検出方法

面内(x-y)方向の加工対象の移動検出方法には、画像間の動きを求めるパターンマッチングが用いられる．サンプル表面の反射照明像が CMOS イメージセンサーにより取得され、現在のフレーム画像 $I_{Cur}(u,v)$ とされる．Fig. 3 に示すようにあらかじめ取得しておいた追跡対象画像 $I_{Tar}(u,v)$ と現フレーム画像の部分領域との間で輝度差の二乗和(SSD: sum of squared difference)が計算される．SSD は

$$SSD(x,y) = \sum_{u=0, v=0}^{u=w, v=h} [I_{Cur}(x+u, y+v) - I_{Tar}(u,v)]^2 \quad (2)$$

で表される．部分領域の切り出し位置を様々に変化させて SSD を計算し、SSD が最小となる座標が現フレームにおいて追跡対象が存在している座標である．

SSD が最小値となる座標の算出には、SSD を取得画像全体に渡って計算する徹底検索法(ESM: Exhaustive search method)と、SSD 分布の傾きを元に追跡対象画像を移動させ、極小値を探索する最急降下法(SDM: steepest descent method)の 2 種類のアルゴリズムを用いる．

ESM では、部分領域を座標(0, 0)から $(w' - w, h' - h)$ まで 1 ピクセルずつずらしながら、現フレーム内全体において SSD を計算する．そのため、SSD が最小値となる座標を求めることが可能であるが、SSD を計算する回数は $(w' - w) \times (h' - h)$ 回となるため計算に時間を要する．

SDM では、まず、初期座標を注目点とする．次にその

座標とその上下左右の座標における SSD を計算し、その中で SSD が最も小さくなる座標を新たな注目点とする．以上を繰り返すことにより SSD の値が極小となる位置を求める．SDM における SSD の計算回数は検出するサンプルの移動速度により変化するが、本実験では平均 11 回である．しかし、画像によっては極小値をとる座標が最小値とならないので、正しい移動量を検出できない場合がある．ESM を用いた場合のシステムの動作速度は 37 Hz、SDM の場合は 130 Hz である．

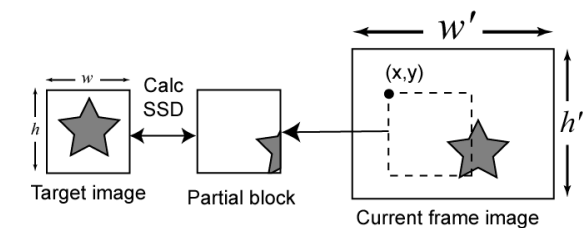


Fig. 3 Lateral movement detection based on pattern matching.

3.4 実験結果

Fig. 4 に真鍮プレートをサンプルとして使用した場合の、表面位置 Z とフォーカスシグナル F_s の関係を示す．対物レンズの焦点がサンプル表面と一致した時を $Z = 0 \mu\text{m}$ とし、サンプルの内部方向を正として、 $-15 \mu\text{m}$ から $15 \mu\text{m}$ まで、対物レンズを 200 nm ずつ移動させた． F_s は一点につき 64 回測定した平均値である．表面位置が $|Z| \leq 7.5 \mu\text{m}$ では、 F_s と Z は一対一の関係であった．加えて、表面位置がこの範囲外 ($7.5 \mu\text{m} \leq |Z|$) でも、表面位置の方向の正負が正しいので、光軸方向の移動追跡を続けることが可能であった．

サンプル移動速度と検出された最大ずれ量との関係を Fig. 5 に示す．自動ステージを用いてサンプルを一定速度

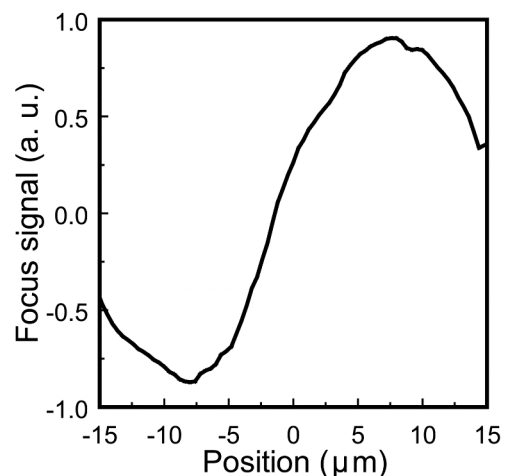


Fig. 4 F_s for surface position.

で光軸方向に $70\ \mu\text{m}$ 移動させ、その移動を追跡した際の、PZT の移動による位置補正量とサンプル位置とのずれ量の最大値を移動速度ごとに示した。サンプルの移動が生じ、位置のずれが検出され、PZT に補正の信号が送られ、PZT の移動が完了するまでに約 $20\ \text{ms}$ の時間が要した。その間にもサンプルは一定速度で進むため、ずれ量は速度に比例して増加した。速度が $450\ \mu\text{m/s}$ を超えると、ずれ量がシステムの検出可能な範囲である $\pm 15\ \mu\text{m}$ を超えるために位置検出ができなくなった。ESM と SDM の検出性能を比較するために、PZT を移動させてサンプルの横方向の位置を移動させ、ESM と SDM をもちいて位置検出を行った。Fig. 6 にサンプルの移動量と検出結果と移動量との誤差を示す。ESM では、誤差は 1 ピクセル($211\ \text{nm}$)以下であった。SDM では、最小点へ向かう途中で極小点にとらわれることが生じたために、移動量の増加に伴って誤差が増加した。

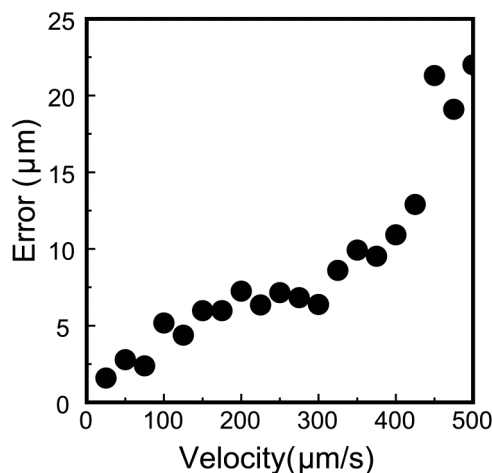


Fig. 5 Detection error for axial speed of an object.

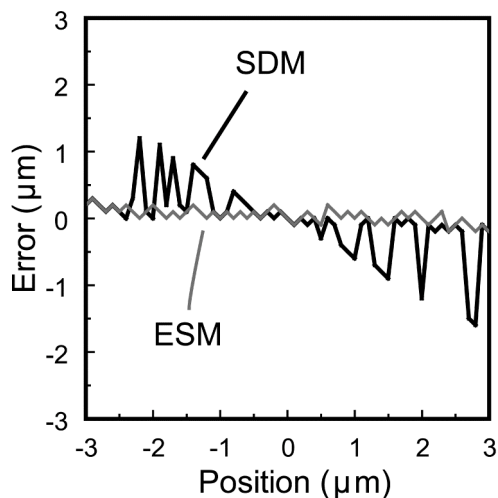


Fig. 6 Detection error for surface position

横方向のサンプル移動速度と検出された最大ずれ量との関係を Fig. 7 に示す。自動ステージを用いてサンプルを一定速度で横方向に $35\ \mu\text{m}$ 移動させ、その移動を SDM により追跡した際の、PZT の移動による位置補正量とサンプル位置とのずれ量の最大値を移動速度ごとに示している。光軸方向の場合と同様に、移動速度の増加に従ってずれ量が増加し、速度が $350\ \mu\text{m/s}$ 以上になると、ずれ量が移動検出システムの検出可能な範囲を超えるため、移動追跡が停止した。

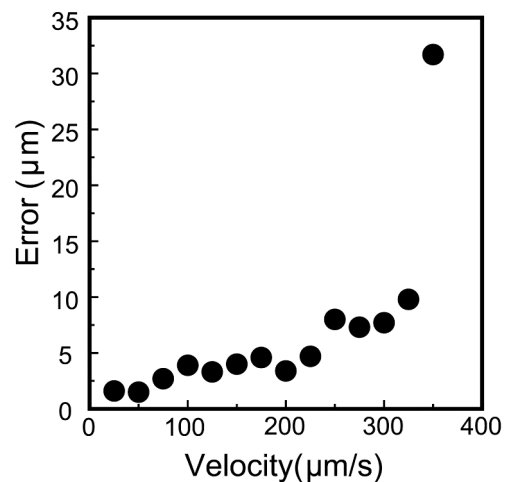


Fig. 7 Detection error for lateral speed of an object.

4. ホログラフィックフェムト秒レーザー加工

4.1 加工光学系

Fig. 8 は加工光学系を示す。このシステムは、主に、再生増幅型チタンサファイアフェムト秒レーザーと LCSLM (Hamamatsu) から構成された。射出されたレーザーパルス(中心波長 800nm , パルス幅 150fs)は、ビーム径を拡大され、LCSLM に照射された。LCSLM 上には、ホログラムが形成された。フェムト秒レーザーパルスはこのホログラムにより位相変調され、所望の回折パターンを P 面上に形成した。このパターンは、レンズと 60 倍対物レンズ(OL)(開口数=0.85)で構成される縮小光学系を用いてサンプルに結像される。入射エネルギー E は面 P での測定値と P からサンプル面までの透過率(78%)の積で求められる。加工の状態を観察するために、ハロゲンランプ(HL)、お

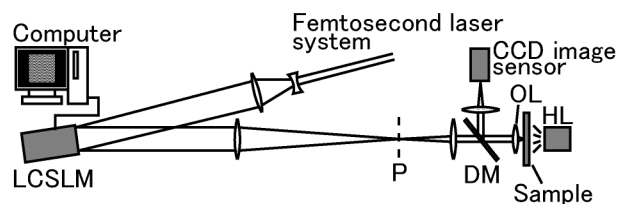


Fig. 8 Experimental setup.

よび CCD(charge coupled device)イメージセンサーが用いられる。サンプルは、純水とエタノールで超音波洗浄されたスライドガラス(Matsunami)であり、3 軸の自動ステージにセットされる。加工形状の観察は、原子間力顕微鏡 (AFM: atomic force microscope, Digital Instruments, Dimension 3100) と走査型電子顕微鏡 (SEM: scanning electron microscope, Hitachi, S4700)を用いた。

4.2 実験結果

4.2.1 LCSLM の空間応答特性を含む CGH の設計

Fig.9(a)は、10 点の回折ピークを生成するように設計された CGH である。Fig.9(b)は、CGH の計算機再生とそのプロファイルである。その均一性 U は 99.97%，回折効率 η は 95.8%である。ここで、均一性 U は、最大ピーク強度を I_{\max} 、最小ピーク強度を I_{\min} としたときの $U = I_{\min}/I_{\max}$ であり、回折効率は、LCSLM に CGH を表示していないときの 0 次光強度に対する LCSLM に CGH を表示したときの 1 次回折光の強度の比である。Fig.9(c)は、計算機内において LCSLM の空間応答特性を表現したときの CGH の計算機再生とそのプロファイルである。 U は 81.9%， η は 69.7%であった。

Fig. 10 は、LCSLM の空間応答特性を考慮して補正された CGH の計算機再生である。 U は 99.86%， η は 69.2%であった。このように、LCSLM の空間応答特性を考慮する補正により、回折効率の低下なく、均一性が向上された。なお、回折効率は最大空間周波数に依存し、プログラムの最大空間周波数を低下させることにより増大する。

Fig. 11 は、CGH は LCSLM の空間応答特性を補正せずに設計した場合と補正して設計した場合のレーザー加工の結果を示す。Fig. 11(a)は補正せずに設計した CGH の光学再生を示す。 U は 74%， η は 59%であった。均一性は、計算機再生の均一性より低く、特に、高空間周波数領域で回折ピーク強度の低下が大きかった。これは、実際の LCSLM は、計算機シミュレーションで用いた空間応答特性より、高周波側で特性の低下が大きいと考えられる。Fig. 11(b)は、AFM 像である。照射エネルギーは 1.9 μJ であった。AFM 観測から、加工構造はガラス表面に形成された穴である。最小径 d_{\min} と最大径 d_{\max} は 0.94 μm と 1.24 μm である。加工径の均一性 $U_d = d_{\min}/d_{\max}$ は、76%であった。Fig. 11(c)は、空間応答特性を補正して設計された CGH の光学的再生である。 U は 91%， η は 61%であった。Fig. 11(d)は補正された CGH を用いてガラス表面を加工したときの加工領域の AFM 像である。 $d_{\min}=0.87 \mu\text{m}$ ， $d_{\max}=1.03 \mu\text{m}$ であった。加工径の均一性 U_d は、空間周波数の補正により 84%に向上した。

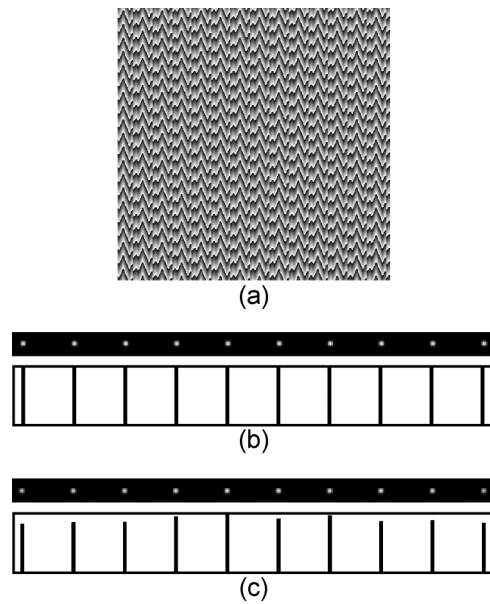


Fig. 9 (a) CGH for generating ten beams, (b) computed reconstruction of the CGH and the intensity profile, and (c) computed reconstruction of the CGH taking into account the spatial frequency response of the LCSLM and the intensity profile.

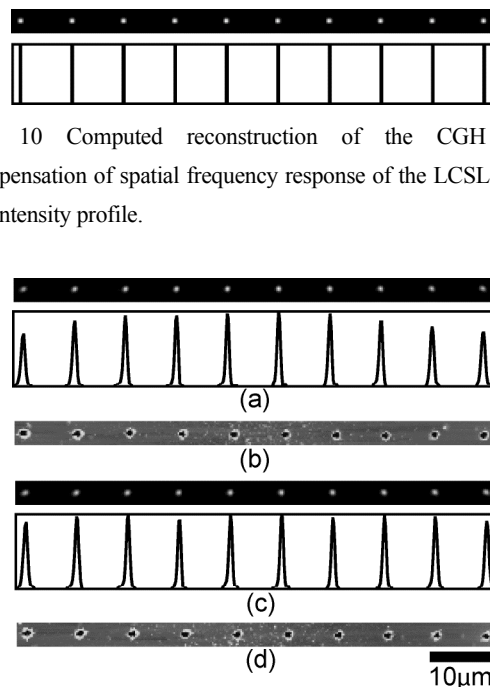


Fig. 11 (a) Optical reconstruction of CGH without compensation and the intensity profile, (b) the AFM image of the fabricated area. (c) Optical reconstruction of CGH with compensation and the intensity profile, (d) the AFM image of the fabricated area.

Fig. 12 は、10 点を並列加工したときの照射エネルギーに対する加工径とその均一性を示す。その加工径は、SEM 像から Fig. 12 中に示すような、穴の周辺に形成されたリング状の隆起の内径とした。●で示される補正有りの CGH による加工は、×で示される補正無しの CGH による加工に比べて、加工径の均一性が向上した。

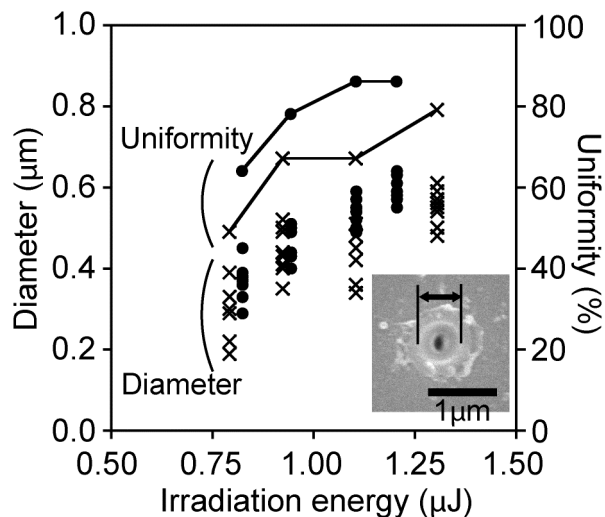


Fig. 12 Cavity diameter on the glass and the uniformity for irradiation energy. The cross indicates the results using the CGH optimized without compensation. The filled circular indicates the results using the CGH optimized with compensation. The inset shows the SEM image of the cavity.

4.2.2 焦点距離を変化させた CGH による 3 次元加工

Fig. 13 は、3 つの CGH を使って、サンプルの移動無しに 3 次元加工を起こった結果である。Fig.13(a)は、それぞれ、焦点距離 1800, 2000, 2400mm の焦点距離を有する 12 個、12 個、8 個の回折ピークを発生する 3 つの CGH を示す。Fig.13(b)は、CGH の光学再生像である。照射エネルギーは、それぞれ、7.2, 7.0, 6.9μJ であった。それぞれ、均一性 U は 92%, 93%, 83% であり、回折効率 η は 73%, 71%, 68% であった。透過光学顕微鏡による加工領域の観測において、顕微鏡ステージの光軸方向の移動がサンプル表面に焦点を合わせた位置から 9, 17, 30 μm だけガラス内部を観察した時、Fig. 13(c)に示すように、加工点は、暗い点として観測された。

4.2.3 3 次元一括加工

Fig. 14 は、単一パルス照射による 3 次元一括加工の結果である。Fig. 14(a)は、1800, 2000, 2400mm の焦点距離を有するレンズを含む 32 個の回折ピークを発生する CGH である。Fig. 14(b)は、CGH の光学再生像である。

それぞれの面での均一性は 89%, 88%, 83% であった。回折効率 η は 68% であった。照射エネルギーは、それぞれ、17.6μJ であった。透過光学顕微鏡による加工領域の観測において、顕微鏡ステージの光軸方向の移動がサンプル表面に焦点を合わせた位置から 7, 18, 29 μm だけガラス内部を観察した時、Fig. 14(c)に示すように、加工点は、暗い点として観測された。

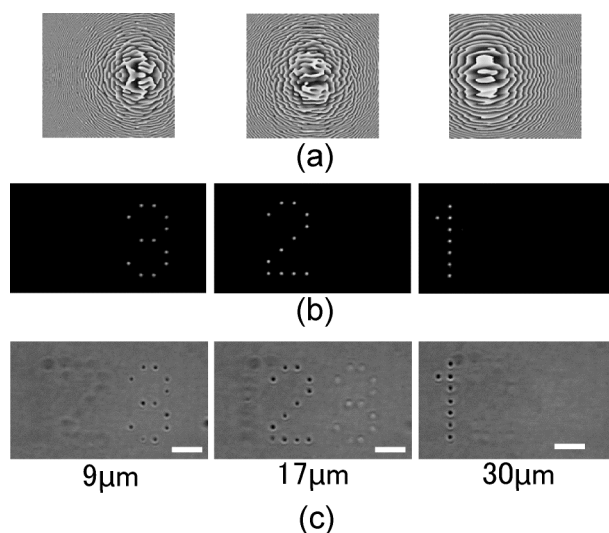


Fig. 13 (a) CGHs generating focal points at focal lengths of 1800, 2000, and 2400 mm, (b) optical reconstructions of the CGHs, and (c) transmission microscope images of 3-D fabrications using 3 CGHs.

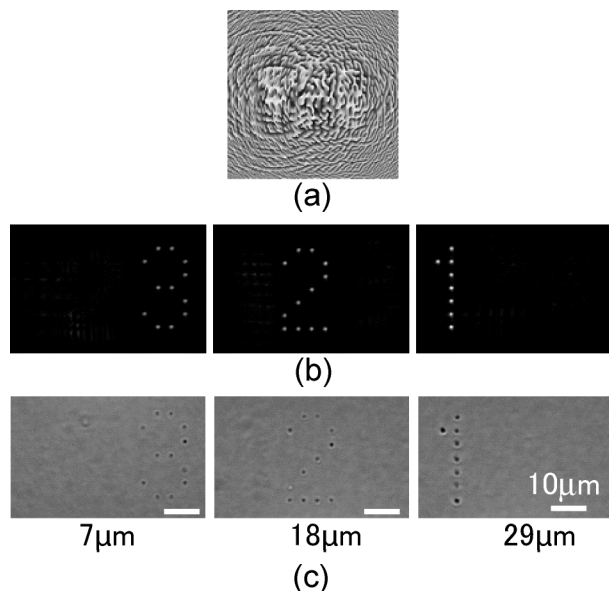


Fig. 14 (a) CGH having focal lengths of 1800, 2000, and 2400 mm in different areas, (b) optical reconstructions of the CGH, and (c) transmission microscope images of 3-D parallel fabrication using a CGH.

5. デンタルメモリー

5.1 実験光学系

Fig. 15 に表面位置検出機能を有するフェムト秒レーザー加工システムを示す。本システムは、再生増幅型チタンサファイアレーザーと共焦点光学系で構成されている。フェムト秒レーザーから発振されるパルスは、中心波長 800 nm、パルス幅 150 fs であった。また、発振周期は 1 ~ 1000 Hz まで可変であり、実験内容にあわせて設定された。サンプルへのパルス照射は機械式シャッタにより制御され、レーザーフルエンスは ND フィルタにより調整された。対物レンズ (40 倍, 0.55 NA) によりパルスはサンプル表面に集光され、1 パルスの照射で 1 点の加工が行われた。自動ステージによりサンプルが移動されることで 2 次元パターンの加工が行われた。表面位置検出のための共焦点光学系は、波長 650 nm のレーザーダイオードと 20 倍, NA = 0.40 の対物レンズ、ピンホール、光検出器で構成された。ピエゾアクチュエータによりサンプル側対物レンズを光軸方向に走査し、光検出器から得られる信号の強弱から表面位置が検出された。実験に使用されるサンプルとして、歯科補綴物に適用される保険の適用範囲内である金銀パラジウム合金が使用された。板状の合金板と、実際の歯冠形状に鋳造されたクラウンの 2 種類が使用された。フェムト秒レーザー加工された構造物は、走査型電子顕微鏡 (SEM) と光学顕微鏡により観察された。

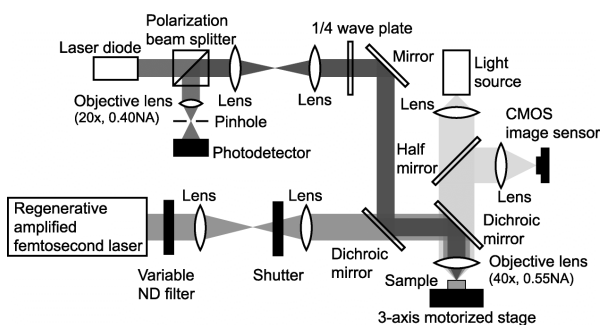


Fig.15 Experimental setup.

5.2 実験結果

最初に金銀パラジウム合金板を用いて、フェムト秒レーザー加工における諸特性を求める。レーザー加工においてレーザーフルエンスの大きさは加工される構造物の大きさに大きく影響する。Fig. 16 にフルエンスを変えて加工された構造物の SEM 観察像を示す。レーザーフルエンスはそれぞれ、(a) $1.9 \times 10^{-1} \text{ J/cm}^2$, (b) $7.7 \times 10^{-1} \text{ J/cm}^2$, (c) $9.7 \times 10^0 \text{ J/cm}^2$, (d) $7.7 \times 10^1 \text{ J/cm}^2$, (e) $1.9 \times 10^2 \text{ J/cm}^2$, (f) $7.7 \times$

10^2 J/cm^2 である。 $F = 1.9 \times 10^{-1} \text{ J/cm}^2$ では、表面が波打った構造が見られた。パルス照射により融解されたサンプル表面が、同時に発生するプラズマからの衝撃波により乱されて、このような形状になると考えられる。レーザーフルエンスの増加に伴って、構造物の直径は増加する。 $F = 7.7 \times 10^{-1} \text{ J/cm}^2$ では、アブレーションにより中心部分の材料が蒸発して切削され、Fig. 16(b) に示すようなクレーター型の構造が形成された。さらにフルエンスが増加すると、 $F = 9.7 \times 10^0 \text{ J/cm}^2$ において、Fig. 16(c) に示すようにクレーター型構造の中心部分に、もう一つのくぼみが形成された。この内側に形成されるくぼみも外側のくぼみと同様にフルエンスに依存して直径が増加する。さらにフルエンスが増加すると、Fig. 16(e), (f) に示すように 2 重構造を保ったまま加工径が増加する。このように、金銀パラジウム合金の加工では、フルエンスの低いしきい値と高いしきい値の 2 つのしきい値が存在する。1 つ目のフルエンスの低いしきい値は、合金を構成している金と銅のしきい値 (それぞれ、0.4, 0.25 J/cm^2) に近い値であり、金銀パラジウム合金のアブレーションしきい値であると考えられる。一方で、2 重のクレーター形状が形成されるはっきりとした要因は不明である。考えられる要因として、以下の 3 種類が挙げられる。1 つ目の要因は、空気の対流である。アブレーションによりサンプルが切削されると、失われた体積を補充する形で冷却時に空気が周囲より流れ込む。その際、空気の流れがパルス照射によって融解された合金を押し分け、2 つ目のクレーターが形成される。2 つ目の要因は、照射するパルスの回折光によるアブレーションである。円形開口による 1 次の回折ピークの光強度は 0 次光の 4 % 程度である。フルエンスが $9.7 \times 10^0 \text{ J/cm}^2$ の場合、1 次回折光のフルエンスはしきい値フルエンスを大きく超えるため、1 次回折光によるアブレーションが生じる。3 つ目の要因は、材料のイオン化機構のフルエンスによる変化である。レーザーフルエンスが増加すると、1 光子過程によるイオン化だけではなく、多光子過程によるイオン化が生じ始める。さらにレーザーフルエンスが増加すると、トンネルイオン化が生じる。そのため、光強度の強いビームの中心部分で、周囲とは異なる機構によるイオン化が生じる。その結果、レーザー光の吸収率が増加して温度とアブレーション圧力が上昇し、2 つ目のクレーターが形成される。実際には、2 重構造の形成にはこれらの要因が相互に影響し合っていると考えられる。

レーザーフルエンスだけではなく、パルスの集光位置とサンプルの表面位置とのずれも、サンプル表面に形

成される構造物の形状に影響を与える。Fig. 17 にサンプル表面に対してパルスの集光位置を変化させた際の、加工された構造物の SEM 観察像と、集光位置と形成される構造物の直径の関係を示す。集光位置を Z とおき、表面位置と集光位置が同じ場合を $Z=0$ とし、サンプル内部方向を負、サンプル外側方向を正で表している。 $Z = -40 \sim 40 \mu\text{m}$ まで $2 \mu\text{m}$ ずつ集光位置を移動させながら、1 パルスによる加工が行われた。レーザーフルーエンスを $5.4 \times 10^1, 3.8 \times 10^2, 6.7 \times 10^2 \text{ J/cm}^2$ として、それぞれ同様の実験が行われた。Fig. 17(a) はフルーエンスが $6.7 \times 10^2 \text{ J/cm}^2$ の際に表面に加工される構造を示している。 $Z = 0 \mu\text{m}$ に近い場合に直径は最も小さくなり、中心部分がくぼんだクレター型の構造が形成されている。一方で、 $Z = 20 \mu\text{m}$ と $-20 \mu\text{m}$ の際は、中心部分にくぼみは観測されず、円形の領域内で表面が波打ったように盛り上がる形状が観測された。これは、パルス照射により発生されたプラズマと、それに伴い発生する衝撃波により、パルス照射によって融解されたサンプル表面が乱されたためであると考えられる。

Fig. 17(b) に、パルスの集光位置と加工形状の直径の関係を示す。加工形状の直径は SEM 観察像から計測された。 $Z = 0 \mu\text{m}$ 近傍で直径は最小となる。 Z が表面から離れるにつれ直径は増加する。 Z がある位置よりも離れると、サンプル表面に何も変化が見られなくなる。レーザーフルーエンスが増加すると、サンプル表面に形状の変化が生じる Z の範囲が広くなり、同時に加工形状の直径が増加する。直径が最小となる焦点位置は、レーザーフルーエンスが $5.4 \times 10^1 \text{ J/cm}^2$ の際は、 $Z = 0 \mu\text{m}$ である。一方、フルーエンスが $3.8 \times 10^2, 6.7 \times 10^2 \text{ J/cm}^2$ の際は、それぞれ $Z = 2$ と $4 \mu\text{m}$ において直径が最小となった。これは、自己収束の効果により、ビームの集光位置が対物レンズ側に移動するためであると考えられる。一方で、フルーエンスが $6.7 \times 10^2 \text{ J/cm}^2$ の際、ビーム径は $Z = 4$ から $0 \mu\text{m}$ の間で最大 $0.6 \mu\text{m}$ しか変化せず、ほぼ一定である。これは、自己収束と回折による発散の効果が釣り合い、自己束縛状態が生じているためであると考えられる。そのため、自己収束により集光位置がサンプル表面からずれた場合でも $Z = 0 \mu\text{m}$ の位置で、直径が最小に近い大きさの加工を行うことが可能である。歯科補綴物への情報記録の一例として、金銀パラジウム合金製クラウンへの 2 次元パターン記録が行われた。Fig. 19(a) に使用されたクラウンの外観を示す。このようにクラウンは複雑な 3 次元形状を持つため加工システムの表面位置検出機能を有効にして記録が行われた。Fig. 19 (b) に記録に使用された 2 次元バーコードパターンを示す。このバーコードは、

“Welcome to TIPS Lab. <http://www-b1.opt.tokushima-u.ac.jp/>” というデータを表している。Fig. 19(c) は記録部位の拡大図であり、中心部分の 2 つの正方形が 2 次元パターンが記録された領域である。記録領域はそれぞれ $400 \times 400 \mu\text{m}^2$ である。Fig. 18(d), (e) はそれぞれ表面位置検出を行わなかった場合と行った場合の落射照明顕微鏡による観察像である。表面位置検出を行わなかった場合は、集光位置がサンプル表面からずれた部分において、記録される構造の加工径が増大している。そのため、空白であるべき部分にまで加工痕が記録されている。一方、

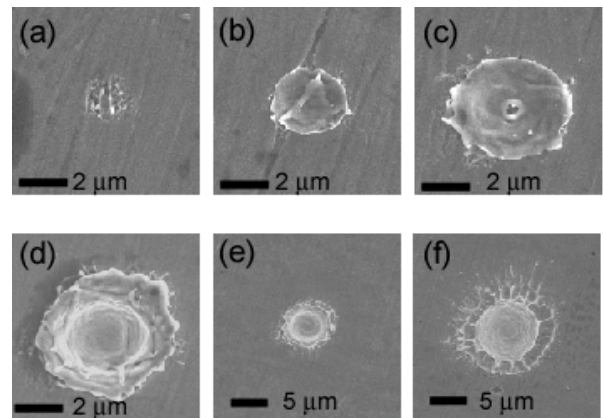


Fig.16 SEM images of samples processed with single pulses with fluences, F , of (a) 1.9×10^{-1} , (b) 7.7×10^{-1} , (c) 9.7×10^0 , (d) 7.7×10^1 , (e) 1.9×10^2 , and (f) $7.7 \times 10^2 \text{ J/cm}^2$.

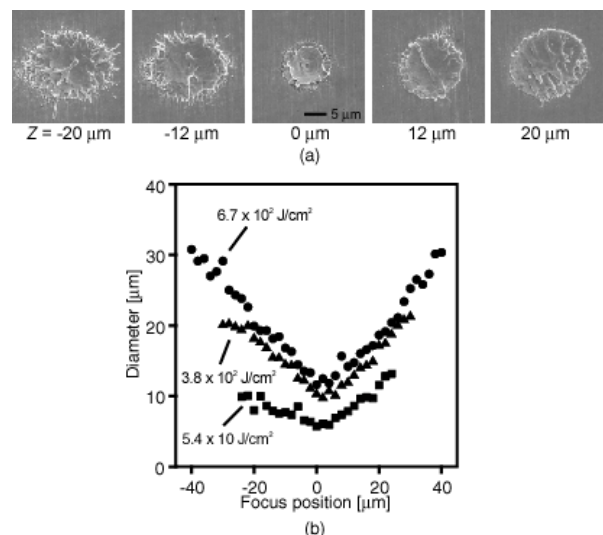


Fig. 17(a) SEM images of the processed area when a single pulse was irradiated on the sample at focus positions $Z = -20, -12, 0, 12,$ and $20 \mu\text{m}$. The bar indicates $5 \mu\text{m}$. (b) Diameter of the processed area versus focus position of laser pulses with energies of 1.3, 9.1, and $16 \mu\text{J}$.

表面位置検出を有効にした場合は、加工領域全体にわたって均一な大きさの構造が形成されている。Fig. 18(e)の画像を PC のモニターに表示し、カメラ付き携帯電話の機能を利用してデーターを読み出すことができた。

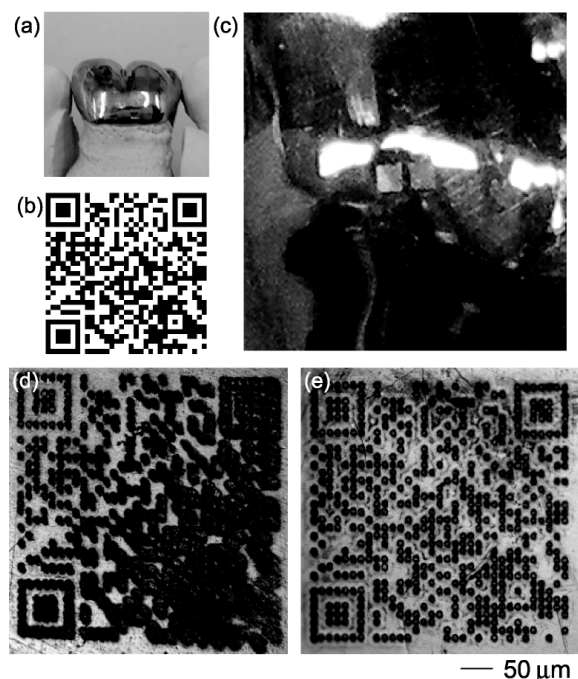


Fig. 19 Data recording on a dental crown. (a) Photograph of the dental crown. (b) Two-dimensional barcode. (c) Magnified processing area. Optical microscope images of the data on the crown processed (d) without and (e) with the surface detection.

6. まとめ

本報告では、生体を加工する上での課題と解決法について示した。その中で、生体の動きに対応して加工位置を制御する重要性について述べた。その実行法の1つとして、加工対象の動きを検出し、加工位置の補正を行うアダプティブフェムト秒レーザー加工についての成果を示した。もう一つの方法であるホログラフィックフェムト秒レーザー加工について成果を示した。最後に、デンタルメモリーの成果について示した。

謝辞

本研究は、徳島大学ベンチャービジネス育成研究室、財団法人村田学術振興財団、財団法人旭ガラス財団、科学技術振興機構、地域イノベーション創出総合支援事業「シーズ発掘試験」文部科学省、科学研究費補助金、基盤研究(B)の助成を受けて行われた。本稿記載のアダプティブフェムト秒レーザー加工システムの研究は、田北啓洋（徳島大学・

博士研究員、現在、宇都宮大学オプティクス教育研究センター・博士研究員）、ホログラフィックフェムト秒レーザー加工の研究は、長谷川智士と高橋秀知、茶円光太によって行われた。デンタルメモリーの研究は藤田圭二によって行われた。ここに感謝の意を表す。

文 献

- (1) A. Takita, M. Watanabe, H. Yamamoto, S. Matsuo, H. Misawa, Y. Hayasaki, and N. Nishida: Optical bit recording in a human fingernail, *Japanese Journal of Applied Physics*, 43(1), 168-171 (2004).
- (2) Y. Hayasaki, H. Takagi, A. Takita, H. Yamamoto, N. Nishida, and H. Misawa: Processing structures on human fingernail surface by a focused near-infrared femtosecond laser pulse, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 43(12), 8089-8093 (2004).
- (3) A. Takita, H. Yamamoto, Y. Hayasaki, N. Nishida, and H. Misawa: Three-dimensional optical memory using a human fingernail, *Optics Express*, 13(12), 4560-4567 (2005).
- (4) T. Ichikawa, Y. Hayasaki, K. Fujita, K. Nagano, M. Murata, T. Kawano, and J.R. Chen: Femtosecond pulse laser-oriented recording on dental prostheses, *Dental Materials Journal*, 25(4), 733-736 (2006).
- (5) K. Fujita, A. Takita, K. Nagao, T. Ichikawa, Y. Hayasaki: Data recording on dental prostheses for personal identification, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 47(9), 7190-7194 (2008).
- (6) A. Takita, Y. Hayasaki, and N. Nishida: Femtosecond laser processing system with target tracking feature, *Journal of Laser Micro/Nanoengineering*, 1(3), 288-291 (2006).
- (7) Y. Hayasaki, T. Sugimoto, A. Takita, and N. Nishida: Variable holographic femtosecond laser processing by use of spatial light modulator, *Appl. Phys. Lett.*, 87(3) 031101 (2005).
- (8) S. Hasegawa, Y. Hayasaki, and N. Nishida: Holographic femtosecond laser processing with multiplexed phase Fresnel lenses, *Opt. Lett.*, 31(11), 1705-1707 (2006).
- (9) S. Hasegawa and Y. Hayasaki: Holographic femtosecond laser processing with multiplexed phase Fresnel lenses displayed on the liquid crystal spatial light modulator, *Opt. Rev.*, 14(4), 208-213 (2007).
- (10) H. Takahashi, S. Hasegawa and Y. Hayasaki: Holographic femtosecond laser processing using optimal-rotation-angle method with compensation of spatial frequency response of liquid crystal spatial light modulator, *Appl. Opt.* 46(23), 917-923 (2007).
- (11) K. Chaen, H. Takahashi, S. Hasegawa and Y. Hayasaki: Display method with compensation of the spatial frequency response of a liquid crystal spatial light modulator for holographic femtosecond laser processing, *Optics Commun.* 280(1), 165-172 (2007).
- (12) H. Takahashi, S. Hasegawa, A. Takita, Y. Hayasaki:

Sparse-exposure technique in holographic two-photon polymerization, *Optics Express* 16(21), 16592-16599 (2008).

- (13) S. Hasegawa and Y. Hayasaki: Adaptive optimization of hologram in holographic femtosecond laser processing system, *Optics Lett.*, 34(1), 22-24 (2009).